

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-163613

(43)Date of publication of application : 27.06.1995

(51)Int.Cl.

A61F 9/00
A61B 3/10

(21)Application number : 05-143109

(71)Applicant : KOWA CO

(22)Date of filing : 15.06.1993

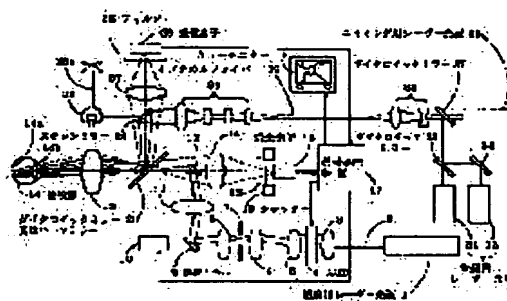
(72)Inventor : KOIKE CHIKASHI
KUNIMATSU ICHIRO

(54) LIGHT COAGULATOR

(57)Abstract:

PURPOSE: To display on a monitor the position of the spot image of an aiming laser beam on an eyeground in such state as superposed on an eyeground image, and efficiently carry out treatment.

CONSTITUTION: A scanning type laser ophthalmoscope is constituted so that a laser beam emitted from an observation laser source 1 is irradiated to the eyeground 14a of an eye 14 as a specimen, and the laser beam is two-dimensionally deflected and scanned, while reflected light from the eyeground 14a is received and converted photoelectrically to obtain an eyeground image. In this case, laser beams from an aiming laser source 36 and treatment laser sources 31 and 32 are guided along the same optical path, and combined for convergence on the eyeground 14a. The position of the spot image of the aiming laser beam on the eyeground 14a agreeing to the converging position of treatment laser beams is superposed on the eyeground image for display on a monitor 18. According to this construction, the spot position of the aiming laser beam on the eyeground can be arbitrarily moved on the operation of a scan mirror 24.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 13.06.2000

[Date of sending the examiner's decision of rejection] 09.12.2003

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

BEST AVAILABLE COPY

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平7-163613

(43)公開日 平成7年(1995)6月27日

(51) Int.Cl.⁶

A 6 1 F 9/00

A 6 1 B 3/10

識別記号

片内整理番号

7108-4C

F I

技術表示箇所

A 6 1 B 3/ 10

審査請求 未請求 請求項の数 7 OL (全 7 頁)

(21)出願番号 特願平5-143109

(22)出願日 平成5年(1993)6月15日

(71)出願人 000163006

興和株式会社

愛知県名古屋市中区錦3丁目6番29号

(72)発明者 小池 近司

東京都調布市調布ヶ丘3丁目3番1 興和
株式会社電機光学事業部調布工場内

(72)発明者 国松 一郎

東京都調布市調布ヶ丘3丁目3番1 興和
株式会社電機光学事業部調布工場内

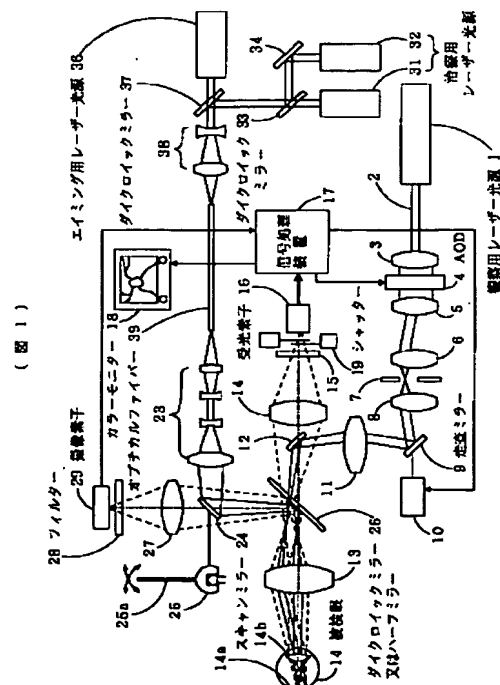
(74) 代理人 弁理士 加藤 卓

(54) 【発明の名称】 光凝固装置

(57) 【要約】

【目的】 エイミング用レーザー光の眼底でのスポット像の位置を眼底像と重ね合わせてモニターに表示でき、能率良く治療を行なえる光凝固装置を提供する。

【構成】 観察用レーザー光源 1 のレーザー光を被検眼 1 4 の眼底 1 4 a に照射し、これを二次元的に偏向走査し、眼底からの反射光を受光し、光電変換して眼底像を得る走査式レーザー検眼鏡の構成に、エイミング用レーザー光源 3 6 と治療用レーザー光源 3 1、3 2 のレーザー光を同一の光路で導き、眼底に集光する構成が組み合わされる。集光位置が治療用レーザー光と一致するエイミング用レーザー光の眼底のスポット像の位置が眼底像と重ね合わせてモニター 1 8 に表示される。そして、スキャンミラー 2 4 の操作により眼底でのエイミング用レーザー光のスポットの位置を任意に移動することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 観察用レーザー光を用いて被検眼の眼底を観察するとともに、治療用レーザー光を用いて眼底の所望部位の光凝固治療を行なう光凝固装置において、観察用レーザー光を被検眼の眼底に照射して二次元的に偏向走査し、眼底からの反射光を受光して光電変換することにより眼底像を得る手段と、

前記観察用レーザー光とは波長の異なるレーザー光を発振するエイミング用レーザー光源と、

前記観察用レーザー光と同波長のレーザー光、または波長の異なるレーザー光を発振する治療用レーザー光源と、

主光学系の対物レンズの後方に配置され、前記観察用レーザー光と、前記エイミング用レーザー光及び治療用レーザー光とをそれぞれ透過又は反射するダイクロイックミラー又はハーフミラーと、

前記エイミング用レーザー光及び治療用レーザー光を同一の光路で導き、前記対物レンズを通して眼底に集光させるためのレンズ系と、

該レンズ系において、被検眼の虹彩と対物レンズに関してほぼ共役の位置に配置され、眼底に集光された前記エイミング用レーザー光及び治療用レーザー光のスポット像を任意の位置に移動させるためのスキャンミラーと、前記眼底に集光されたエイミング用レーザー光のスポット像の位置を検知するためのレンズ系及び撮像素子とを有し、

前記撮像素子からの信号を信号処理装置に入力し、該信号による前記エイミング用レーザー光のスポット像の位置を前記眼底像と重ね合わせるように合成してモニターに表示することを特徴とする光凝固装置。

【請求項 2】 前記観察用レーザー光とは波長の異なるレーザー光を発振するエイミング用レーザー光源と、観察用レーザー光源と同じ波長の治療用レーザー光源とを有し、

前記対物レンズの後方に前記ハーフミラーを配置したことを特徴とする請求項 1 に記載の光凝固装置。

【請求項 3】 前記観察用レーザー光とは波長の異なるエイミング用レーザー光源と、観察用レーザー光源と治療用レーザー光源に共用されるレーザー光源と、

該共用されるレーザー光源からのレーザー光の光路を観察用の光路と治療用の光路に切り換える手段とを有し、前記対物レンズの後方に前記ハーフミラーを配置したことを特徴とする請求項 1 に記載の光凝固装置。

【請求項 4】 前記エイミング用レーザー光源とは波長の異なるレーザー光を発振する複数の治療用レーザー光源を有し、該複数の治療用レーザー光源を選択して用いることを特徴とする請求項 1 に記載の光凝固装置。

【請求項 5】 前記エイミング用レーザー光及び治療用レーザー光をオプティカルファイバーにより集光レンズ系

に導くようにしたことを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の光凝固装置。

【請求項 6】 前記エイミング用レーザー光及び治療用レーザー光のスポットを対物レンズを通して眼底に集光させるためのレンズ系に、前記スポットのサイズを変更する手段を設けたことを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の光凝固装置。

【請求項 7】 前記眼底に集光されるエイミング用レーザー光のスポット像の位置を前記モニターにカラー表示し、該スポット像の色は治療用レーザー光の波長と同系統の色としたことを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の光凝固装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【産業上の利用分野】 本発明は、観察用レーザー光を用いて眼底を観察するとともに、治療用レーザー光を用いて眼底の所望部位の光凝固を行なう光凝固装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 従来より、細隙灯顕微鏡と組合せた構成のレーザー光凝固装置により、被検眼の眼底を観察するとともに、治療用レーザー光で眼底の所望部位の光凝固を行なう技術が知られている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 上記のような、従来の光凝固装置では、照明光による角膜反射などのために、観察できる眼底の視野は、ほぼスリット状でかなり狭い。

【0004】 このため、カラー眼底写真や、蛍光血管造影による広い範囲の写真から得られた疾患部位を迅速に特定することが困難で、しかも患部の広がりに合わせて視野を次々に移動する必要がある、操作にかなりの熟練と技術が要求された。

【0005】 本発明の課題は、上記問題を解決し、走査式レーザー検眼鏡による眼底写真と同等の広い視野で、視野も頻繁に変えることなく、これをモニターに拡大し、鮮明な眼底像で疾患部位を容易に特定できると同時に、光凝固治療する部位のエイミングを容易に行なうことができ、能率よく治療を行なうことができる光凝固装置を提供することにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】 上記の課題を解決するための本発明の光凝固装置の構成によれば、観察用レーザー光を用いて被検眼の眼底を観察するとともに、治療用レーザー光を用いて眼底の所望部位の光凝固治療を行なう光凝固装置であって、まず、観察用レーザー光を被検眼の眼底に照射して二次元的に偏向走査し、眼底からの反射光を受光して光電変換することにより眼底像を得る手段を有する。

【0007】 また、前記観察用レーザー光とは波長の異

なるレーザー光を発振するエイミング用レーザー光源と、前記観察用レーザー光と同波長のレーザー光、または波長の異なるレーザー光を発振する治療用レーザー光源とを有する。

【0008】また、主光学系の対物レンズの後方に配置され、前記観察用レーザー光と、前記エイミング用レーザー光及び治療用レーザー光とをそれぞれ透過又は反射するダイクロイックミラー又はハーフミラーを有する。

【0009】さらに、前記エイミング用レーザー光及び治療用レーザー光を同一の光路で導き、前記対物レンズを通して眼底に集光させるためのレンズ系を有し、該レンズ系には、被検眼の虹彩と対物レンズに関してほぼ共役の位置に配置され、眼底に集光された前記エイミング用レーザー光及び治療用レーザー光のスポット像を任意の位置に移動させるためのスキャンミラーが設けられる。

【0010】そして、前記眼底に集光されたエイミング用レーザー光のスポット像の位置を検知するためのレンズ系及び撮像素子を有し、前記撮像素子からの信号を信号処理装置に入力し、該信号による前記エイミング用レーザー光のスポット像の位置を前記眼底像と重ね合わせるように合成してモニターに表示する。

【0011】

【作用】上記構成によれば、眼底像が走査式レーザー検眼鏡による眼底写真と同等の広い視野でモニターに鮮明に拡大表示されるとともに、集光位置が治療用レーザー光と一致するエイミング用レーザー光の眼底のスポット像の位置が眼底像と重ね合わせてモニターに表示される。そしてスキャンミラーを介して眼底でのエイミング用レーザー光のスポットの位置を任意に移動させてエイミングを容易に行なうことができ、治療用レーザー光による光凝固治療を能率良く行なうことができる。

【0012】

【実施例】以下、図を参照して本発明の実施例を説明する。本実施例では、観察用レーザー光を被検眼の眼底に照射し、これを二次元的に偏向走査し、眼底からの反射光を受光して光電変換し眼底像を得る走査式レーザー検眼鏡に、観察用レーザー光とは波長の異なるエイミング用レーザー光源及び治療用レーザー光源を有するレーザー光凝固装置を組み合わせた構成を用いる。

【0013】図1は本発明による光凝固装置の1実施例の構成を示している。図1において、観察用レーザー光源（たとえばアルゴンレーザー）1から発せられたレーザービーム2は、AOD（音響光学偏向素子）4を通過することによって一次元方向（水平方向）に偏向走査される。AOD4の前後には、AOD4の矩形状開口にビームを成形して入射し、射出後に元の形状のビームを得るためのレンズ3および5が配置されている。

【0014】AOD4によって水平方向に走査されたレーザービームはレンズ6、スリット7およびレンズ8を

通過して走査ミラー9に導かれる。スリット7はAOD4の0次回折光を遮断して1次回折光のみを通過させるためのものである。

【0015】走査ミラー9はガルバノメーター10に取り付けられ、振動することによって、AOD4による偏向方向とは直交する方向（垂直方向）のレーザー光の偏向走査を行なう。

【0016】走査ミラー9により二次元的に走査されたレーザービームはレンズ11を通過し、小ミラー12で反射され、ダイクロイックミラー又はハーフミラー26を通過し、対物レンズ13によって被検眼14の眼底14aに結像する。

【0017】走査ミラー9と小ミラー12は、レンズ11に関して光学的にほぼ共役の位置にあり、更に小ミラー12と被検眼14の虹彩（瞳孔）14bとは対物レンズ13に関して光学的にほぼ共役の位置に配置されている。

【0018】これにより、観察用レーザービームは常に瞳孔の中心部を通過して眼底を走査するように構成されている。

【0019】ここでダイクロイックミラー又はハーフミラー26は、観察用レーザー光を透過し治療用レーザー光およびエイミング用レーザー光を反射する様な機能を持っている。後述の治療用レーザー光源31、32の一方の発振するレーザー光の波長が観察用レーザー光と同波長の場合はミラー26をハーフミラーとし、両方とも波長が異なる場合はミラー26をダイクロイックミラーとする。

【0020】また、このダイクロイックミラー又はハーフミラー26は、レンズ系の配置を例えば受光素子16と撮像素子29を置き換えるように修正することによって、観察用レーザー光を反射し治療用レーザー光およびエイミング用レーザー光を透過させるように構成することも可能である。

【0021】被検眼14の眼底14aからの反射光は瞳孔いっぱい広がって、対物レンズ13を通り、ダイクロイックミラー又はハーフミラー26を通過し、小ミラー12の外側を通り、レンズ14によって受光素子（撮像素子）16の受光面上に集光される。

【0022】受光素子16の前部にはエイミング用レーザー光のみを除くためのフィルター15と、強力な治療用レーザー光から受光素子を保護するためのシャッター19とが配置されている。このシャッター19は通常は開かれており、治療用レーザー光が照射されている間だけ閉じられる。従ってこの間は、眼底像はモニター18から消失する。ただしシャッター19の閉じる直前の像を一時記憶させて静止像として表示し、シャッターの開放と同時に復帰させることは可能である。

【0023】受光素子16の受光量は電気信号に変換され、コンピュータシステムなどを用いて構成した信号処

理装置 17 に入力され、レーザービームの走査駆動信号と合わせて画像信号に処理され、カラーモニターに出力される。

【0024】以上の構成により鮮明な眼底像がカラーモニター 18 に拡大表示される。

【0025】一方、光凝固位置の照準用として使用するエイミング用レーザー光を発振するエイミング用レーザー光源 36 は、観察用レーザー光とは波長の異なる、たとえば He-Ne レーザーが使用される。エイミング用レーザー光はダイクロイックミラー 37 を透過して、集光レンズ 38 によりオプティカルファイバー 39 の入射端に集光される。

【0026】また、治療用レーザー光源として、例えば観察用レーザー光と波長が同じのアルゴンレーザーのみか、又はこのアルゴンレーザー及びこれと波長の異なる DYE レーザー等からなる複数の治療用レーザー光源が設けられる。ここでは 2 つの治療用レーザー光源 31、32 が配置されている。

【0027】このレーザー光源 31 または 32 からの治療用レーザー光は、ダイクロイックミラー 33 を透過して、又はミラー 34 とダイクロイックミラー 33 とで反射されて、エイミング用レーザー光源 36 の光路に配置されたダイクロイックミラー 37 で反射され、集光レンズ 38 によりオプティカルファイバー 39 の入射端に集光される。すなわち、治療用レーザー光はエイミング用レーザー光と同一の光路に導入され、特にオプティカルファイバー 39 により完全に同一の光路を進む。

【0028】オプティカルファイバー 39 を通過したエイミング用レーザー光及び治療用レーザー光は、望遠鏡 23 を通過し、スキャンミラー 24 とダイクロイックミラー又はハーフミラー 26 とで反射され、対物レンズ 13 によって被検眼 14 の眼底 14a に集光され、結像する。なお、エイミング用レーザー光と治療用レーザー光は全く同一の光路を進むので、両レーザー光の眼底 14a での結像位置（集光位置）がズレなく完全に一致するのは勿論である。

【0029】上記集光レンズ系において、望遠鏡 23 は、オプティカルファイバー 39 の射出端のレーザー光のスポットを対物レンズ 13 とともに眼底 14a に結像させる機能を有するとともに、レンズ群を光軸方向に移動させて眼底 14a に結像するスポットサイズの大きさを変更し調節する機能を有する。スポットサイズの変更は、例えば糖尿病性網膜症（増殖型）の光凝固治療に於いては、黄斑およびその周囲を除く後極部ではスポットサイズを $200\mu\text{m}$ とし、更にその周辺中間部では $500\mu\text{m}$ 、最周辺部では $500\sim 1000\mu\text{m}$ に変更して、能率良く治療を行なうのに役立つ。

【0030】また、スキャンミラー 24 は、虹彩 14b と対物レンズ 13 に関して光学的にほぼ共役の位置に配置されており、これによりエイミング用レーザー光ない

し治療用レーザー光は常に瞳孔の中心部を通過して眼底 14a に結像される。更にスキャンミラー 24 はマイクロコンピュータ 25 に接続されており、レバー 25a を操作することによりスキャンミラー 24 が二次元方向に揺動し、眼底 14a に結像されるエイミング用レーザー光及び治療用レーザー光のスポット像を任意の位置に移動させることができる。

【0031】眼底 14a で反射されたエイミング用レーザー光は、瞳孔一杯に広がり対物レンズ 13 を通過し、ダイクロイックミラー又はハーフミラー 26 で反射され、スキャンミラー 24 の外側を通り、レンズ 27 で集光され撮像素子 29 の受光面上に結像し、眼底 14a 上でのエイミング用レーザー光のスポット像の位置が検知される。

【0032】撮像素子 29 の前部にはエイミング用レーザー光のみを透過させる保護フィルター 28 が配置され、強力な治療用レーザー光から撮像素子 29 を保護する。

【0033】撮像素子 29 によるスポット像の位置の検知情報の信号は信号処理装置 19 に入力され、その信号によるスポット像の位置が走査式レーザー検眼鏡による眼底像に重ね合わせるように合成され、モニター 18 にカラーで拡大表示される。

【0034】一方、エイミング後に発振される治療用レーザー光は、エイミング用レーザー光と同一の光路を進み、両レーザー光の眼底 14a での集光位置は完全に一致するので、治療用レーザー光はエイミングされた眼底の部位に集光され、光凝固が行なわれる。

【0035】以上の構成により、眼底の観察およびエイミング時には、観察用レーザー光とエイミング用レーザー光が発振され、観察用レーザー光による走査によって、眼底像を走査式レーザー検眼鏡による眼底写真と同等の広い視野で、視野も頻繁に変えることなく、モニターに拡大表示することができ、鮮明な眼底像で疾患部位を容易に特定できる。また、これと同時に、エイミング用レーザー光のスポット像の位置を上記眼底像と重ねてカラー表示でき、検者はそれを見ながらコンピュータ 25 のレバー 25a の操作により眼底 14a 上のエイミング用レーザー光のスポット像の位置を任意に移動させて容易にエイミングを行なえる。

【0036】そして前記スポット像の位置を光凝固治療したい眼底の部位に合わせて、不図示のファイヤーボタンをオンすることにより、シャッター 19 が閉じた後、治療用レーザー光源 31 または 32 が発振し、眼底のエイミングされた部位に治療用レーザー光のスポットが集光されて光凝固治療が行われる。このようにして光凝固治療を能率良く行なうことができる。

【0037】ところで、以上の構成において、走査式レーザー検眼鏡による眼底像に重ね合わせるようにしてモニター 18 にカラーで拡大表示されるエイミング用レー

ザー光のスポット像の色は、治療用レーザー光の色と同系統の色とするのがより便利である。

【0038】その理由として、眼底（網膜）は詳細には、網膜表層、網膜神経繊維層、網膜色素上皮層、脈絡膜などのいくつかの層で構成されており、照射するレーザー光の波長により到達する層が異なるために治療する症状に合せて、治療用レーザー光が選択されている。本実施例の場合、エイミング用レーザー光源に例えばHe-Neレーザー（波長633nm）を使用するとして、治療用レーザー光源にHe-Neレーザーとは波長の充分異なった、アルゴン・ブルー（488nm）、アルゴン・グリーン（514nm）、DYE・イエロー（577nm）、DYE・オレンジ（590nm）などを複数種類設け（図1では符号31、32の2種類）、選択して使用する。なお観察用レーザー光源は前記の複数種類の内の1種類を使用する。この時モニター18上で、エイミング用レーザー光のスポット像の位置、大きさと同時に、その色がその時に選択されている治療用レーザー光と同系統の色で表示されることにより、選択されている治療用レーザー光の種類がモニター18上で判り、操作上便利である。

【0039】また、以上の構成において、図2のように治療用レーザー光とエイミング用レーザー光の光路からオプティカルファイバー39と望遠鏡23を省略して集光レンズ38からスキャンミラー24に接続することも可能である。しかし、一般的に治療用レーザー光源は観察用レーザー光源より、出力も大きく、大型である。そのため、治療用レーザー光源をエイミング用レーザー光源とともに走査型レーザー検眼鏡に組込むことは難しく、また組込んで操作性が悪くなる。

【0040】そこで治療用レーザー光源とエイミング用レーザー光源を走査型レーザー検眼鏡とは別々に設置して、両者をオプティカルファイバー39で接続することにより、構成が容易になり、操作性も向上する。また、前述のように望遠鏡23はスポットサイズの変更に役立つ。

【0041】次に、本発明の他の実施例を図2により説明する。この実施例の先の実施例との相違点は、例えば小型の半導体レーザー光源を配置して1つのレーザー光源を観察用レーザー光源と治療用レーザー光源として共用していることと、図1の望遠鏡23とオプティカルファイバー39を省略している点である。

【0042】図2において、レーザー光源41は観察用レーザー光源と治療用レーザー光源に共用されるレーザー光源であり、発振するレーザー光の強度を治療用の強と観察用の弱に切り換えられるようになっている。

【0043】レーザー光源41の前には可動ミラー43が設けられている。眼底の観察時には可動ミラー43が破線で示すように光路から退避するため、レーザー光源41の観察用の弱いレーザービーム42は直進し、図1

の実施例と共通のレンズ3～対物レンズ13の光学系を介して被検眼14の眼底14aに結像し、二次元方向に走査される。

【0044】これと同時にエイミング用レーザー光源45のエイミング用レーザー光もダイクロイックミラー46を通過し、集光レンズ47で集光されスキャンミラー24及びハーフミラー26で反射され対物レンズ13によって眼底14aにスポット像が結像される。そして、マニピュレーター25のレバー25aの操作により、スポット像を任意の位置に移動させてエイミングを行なえる。

【0045】そして、エイミングを行なって不図示のファイヤーボタンをオンすることにより、ハネ上がついた可動ミラー43が実線で示す位置に下がり、同時にシャッター19が閉じ、モニター18の眼底像は消失する。続いてシャッター44が開き、レーザー光源41のレーザー光が強化され治療用レーザー光となってシャッター44を通り、ダイクロイックミラー46で反射され、集光レンズ47を通過して、エイミング用レーザー光と同じ光路を通過して眼底14aに結像し、光凝固治療が行われる。

【0046】所定の時間だけ光凝固が行われた後、シャッター44が閉じ、可動ミラー43がハネ上がり、同時にシャッター19が開いてモニターに眼底像が復元し、次のファイヤーボタンのオンに備える。

【0047】このような構成によっても先の実施例と同様の効果が得られる。

【0048】

【発明の効果】以上の説明から明らかなように、本発明の光凝固装置によれば、眼底像を走査式レーザー検眼鏡による眼底写真と同等の広い視野でモニターに鮮明に拡大表示することができ、眼底の疾患部位を容易に特定できる。そして、集光位置が治療用レーザー光と一致するエイミング用レーザー光の眼底のスポット像の位置を眼底像と重ね合わせてモニターに表示し、スキャンミラーを介して眼底でのエイミング用レーザー光の位置を任意に移動することができるので、エイミングを容易に行なえ、治療用レーザー光による光凝固治療を能率良く行なうことができるという優れた効果が得られる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による光凝固装置の一実施例の構成を示した説明図である。

【図2】光凝固装置の他の実施例の構成を示した説明図である。

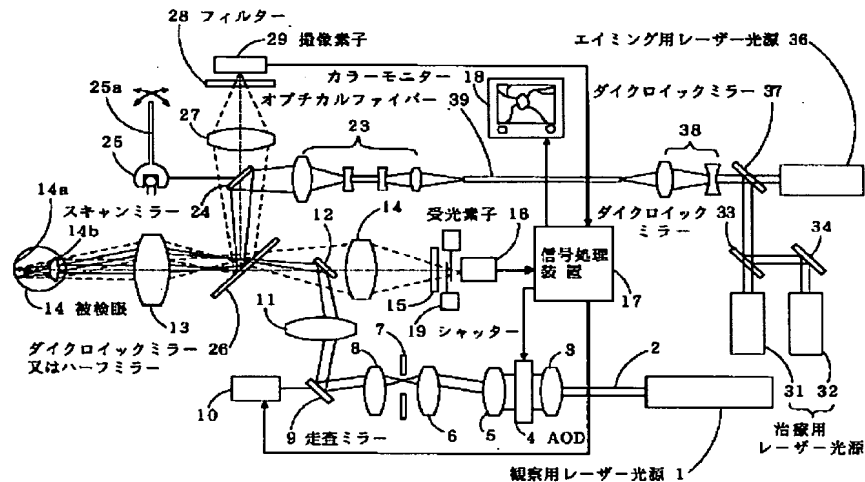
【符号の説明】

- 1 観察用レーザー光源
- 2 レーザービーム
- 3、5、6、8、11、27 レンズ
- 4 AOD（音響光学偏向素子）
- 9 走査ミラー

- | | |
|-----------------|-----------------------|
| 10 ガルバノメーター | 25a 操作レバー |
| 12 小ミラー | 26 ダイクロイックミラー又はハーフミラー |
| 13 対物レンズ | 29 撮像素子 |
| 14 被検眼 | 31、32 治療用レーザー光源 |
| 14a 眼底 | 33、37 ダイクロイックミラー |
| 14b 虹彩（瞳孔） | 34 ミラー |
| 15、28 フィルター | 36 エイミング用レーザー光源 |
| 16 受光素子 | 38、47 集光レンズ |
| 17 信号処理装置 | 39 オプティカルファイバー |
| 18 カラーモニター | 41 観察／治療用レーザー光源 |
| 19、44 シャッター | 42 レーザービーム |
| 23 テレスコプ | 43 可動ミラー |
| 24 スキャンミラー | 45 エイミング用レーザー光源 |
| 25 マイクロマンピュレーター | 46 ダイクロイックミラー |

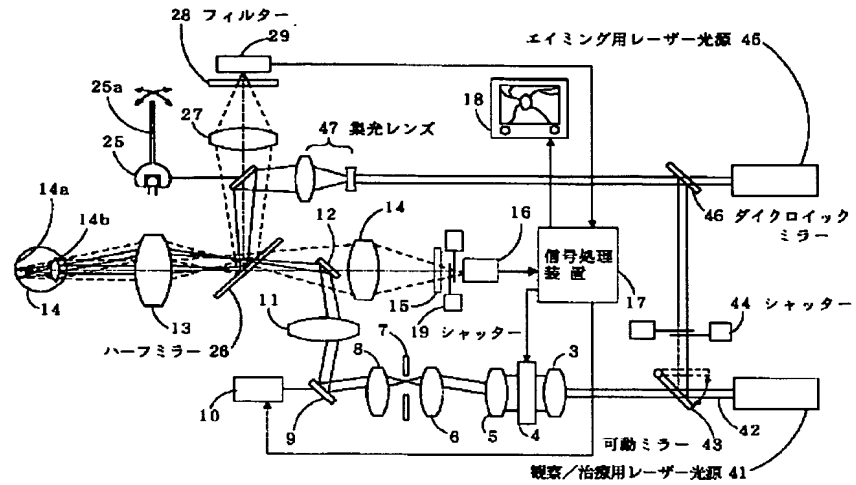
【図 1】

(図 1)



【図 2】

(図 2)



This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning Operations and is not part of the Official Record.

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☒ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.